

## РЕАЛИЗАЦИЯ АЛГОРИТМОВ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ В БИОМЕДИЦИНСКИХ ЭЛЕКТРОННЫХ УСТРОЙСТВАХ В БАЗИСЕ ПЛИС ФИРМЫ XILINX

**А. А. СОТНИК**

кафедра АРРТ, ДГТУ, Каменское, УКРАИНА  
e-mail: [gajutsot@gmail.com](mailto:gajutsot@gmail.com)

**АННОТАЦИЯ.** В современных инженерных задачах процесс создания полностью цифровых биомедицинских диагностических устройств предполагает глубокие знания как в цифровой электронике, так и в цифровой обработке биомедицинских сигналов [1-3]. Целью данной работы является разработка инженерного подхода аппаратной (жесткой логики) реализации базовых алгоритмов цифровой обработки сигналов (ЦОС) используемых в биомедицинских электронных устройствах на основе программируемых логических интегральных схем. Процесс аппаратной реализации базовых алгоритмов цифровой обработки сигналов можно разделить на три основных этапа. На первом этапе проводится вычисление амплитудных значений отсчетов дискретных импульсных характеристик фильтра нижних частот и фильтра Гильберта в приложении FDATATool среды Matlab. На следующем этапе в приложении Simulink выполняется имитационное моделирование (симуляция) на основе результатов первого этапа, и на этапе аппаратной реализации на программируемой логической интегральной схеме Xilinx серии Spartan 6 проводится как симуляция цепей ЦОС в системе проектирования Xilinx ISE, так и непосредственно экспериментальные измерения. В качестве примера натурной реализации базовых алгоритмов ЦОС в биомедицинских устройствах был выбран демодулятор амплитудно-модулированных колебаний. Экспериментальным путем были проведены измерения коэффициента нелинейных искажений продетектированного (информационного) сигнала для трех вариантов АМ демодуляторов: двухполупериодный, с применением функции квадратного корня и синхронного с фазовой автоподстройкой частоты. В ходе экспериментального исследования был выбран оптимальный с точки зрения энергетической эффективности коэффициент модуляции равный 60 %. Как показывают и результаты имитационного моделирования и экспериментального исследования наилучшим вариантом оказался синхронный демодулятор. Полученные результаты эксперимента и моделирования подтвердили практическую применимость предложенного варианта реализации в ЦОС для использования их в биомедицинских электронных устройствах.

**Ключевые слова:** цифровой фильтр; преобразователь Гильберта; прямой цифровой синтез; демодулятор; амплитудная демодуляция; цифровая обработка сигналов.

## IMPLEMENTATION OF DIGITAL SIGNAL PROCESSING ALGORITHMS IN BIOMEDICAL ELECTRONICS DEVICES ON THE XILINX FPGA

**O. SOTNIK**

Department of ARRT, DGTU, Kamenskoe, UKRAINE

**ANNOTATION.** The process of creating fully digital biomedical diagnostic devices involves deep knowledge in both digital electronics and digital biomedical signals processing [1-3]. The purpose of this paper is development of the engineering approach of hardware implementation of basic digital signal processing algorithms (DSP) applied in biomedical electronic devices based on programmable logic integrated circuits. The processes of hardware implementation of the basic algorithms for digital signal processing (DSP) can be divided into three main steps. At the first step, the amplitude values of the samples of discrete pulse characteristics of the low-pass filter and the Hilbert filter are calculated in the FDATATool application of the Matlab. At the next step, the Simulink application performs simulation modeling based on the results of the first step, and at the hardware implementation step, the field programmable gate array Xilinx Spartan 6 is used to simulate DSP circuits in the Xilinx ISE design system, as well as directly measured measurements. The amplitude-modulated oscillations demodulator was chosen as an example of the full-scale implementation of basic DSP algorithms in biomedical devices. Experimental measurements were made of the nonlinear distortion coefficient of the detected (informational) signal for three variants of amplitude modulation demodulators: full-wave, using the square root function and synchronous with phase locked loop. During the experimental study, an optimal modulation factor of 60% was chosen from the point of view of energy efficiency. As the results of simulation and experimental studies show, the synchronous demodulator has turned out to be the best option. The obtained results of the experiment and simulation have confirmed the practical applicability of the proposed embodiment in DSP for use in biomedical electronic devices.

**Keywords:** filter with finite impulse response; Hilbert's converter; direct digital synthesis; demodulator; amplitude modulation; phase locked loop; digital signal processing.

© О. А. Сотнік, 2019

## Введение

Цифровая обработка сигнала (ЦОС) – аппаратно-программный комплекс, обеспечивающий получение информации о свойствах и состоянии сигнала, обработка, хранение, передача, а также выдача данных в заданной форме для решения задач пользователей системы.

Аппаратный подход при ЦОС приводит к реализации устройств на жесткой логике, в которой алгоритм определяется связями между определенным числом элементов. Они характеризуются более высоким быстродействием, чем системы с программируемой логикой, однако модернизация или изменение схемы такого устройства достаточно трудоемки. Программный принцип предполагает последовательное выполнение алгоритма функционирования, который определяется в виде программы и хранится в отдельном блоке памяти компьютера.

Аппаратный подход, в котором отсутствуют недостатки, присущие жесткой логике, но используется программируемая логика, реализуемая в программируемых логических интегральных схемах (ПЛИС) является наиболее перспективной для создания сложных цифровых устройств. Главным отличием ПЛИС является возможность их настройки на выполнение заданных функций пользователем. Процесс ЦОС на основе ПЛИС заключается в описании его функционирования жесткой логикой на одном из языков описания аппаратуры (VHDL, Verilog), выполнении автоматизированного синтеза и программной настройке ПЛИС. При этом время разработки сложных проектов может составлять всего несколько часов. Для того чтобы изменить алгоритм работы устройства, достаточно перепрограммировать ПЛИС, причем отдельные ПЛИС допускают программирование уже после их установки на плату.

Таким образом, реализация алгоритмов ЦОС в биомедицинских устройствах на основе ПЛИС является актуальной.

## Цель работы

Целью работы является создание полного цикла проектирования основных схемотехнических элементов ЦОС (нерекурсивного ЦФ, фильтра Гильберта, синусно-косинусного генератора), используемых для построения биомедицинских электронных устройств на основе ПЛИС.

## Расчёт базовых узлов ЦОС

В ходе работы будут представлены результаты расчёта и моделирования цепей ЦОС на примере синхронного демодулятора амплитудно-модулированных сигналов

На этапе расчета необходимо определить амплитудные значения отсчетов дискретных импульсных характеристик фильтра нижних частот (ФНЧ) и

фильтра Гильберта (ФГ), которые выполняется в приложении FDATool среды Matlab. В качестве ФНЧ и ФГ использовался фильтр с конечной импульсной характеристикой (КИХ) [4-6].

С учетом того, что частота несущего колебания была выбрана равной 3 МГц, частота дискретизации была выбрана в четыре больше, чем частота обрабатываемого сигнала - 12 МГц, полоса пропускания информационного сигнала составила от 0.05 до 10 кГц. Для расчета был выбран интуитивно понятный интерфейс приложения FDATool., который позволяет, введя входные данные и определив тип (окно Гаусса с параметром  $\alpha=2.5$ ) и порядок оконной функции произвести расчет отсчетов импульсной характеристики (рис.1), а также амплитудно-частотную характеристику (АЧХ) и фазо-частотную характеристику (ФЧХ) представленные на рис. 2. После выполнения вычислений были получены квантованные коэффициенты ИХ, которые необходимы для симуляции и составления алгоритма реализации цифрового фильтра (ЦФ) на аппаратном уровне (в данном случае кристалле ПЛИС компании Xilinx).

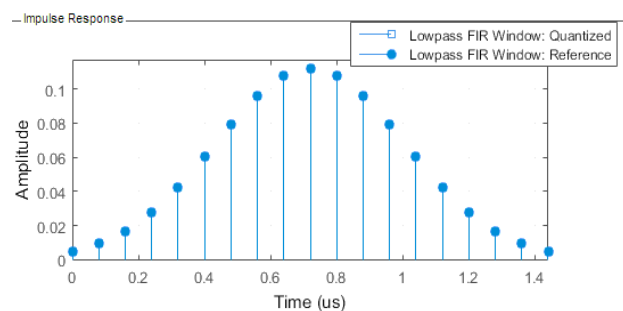


Рис. 1 – Импульсная характеристика ЦФ с КИХ

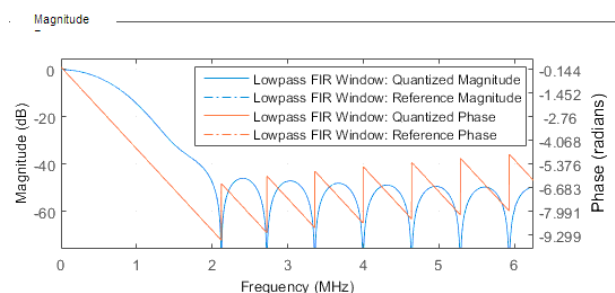


Рис. 2 – АЧХ и ФЧХ фильтра нижних частот

Фильтр Гильберта (ФГ) [7-9], как известно, позволяет получить с одного входного сигнала два сигнала сдвинутые один относительно другого на 90 градусов, что необходимо при построении определённых видов детекторов без чего демодуляцию выполнить невозможно. В данном случае фильтр Гильберта строится на основе обычного ЦФ с КИХ. Данный фильтр также рассчитан в приложении FDATool. Параметры ФГ следующие: частота дискретизации – 12 МГц, порядок фильтра – 8 (7 – Matlab начинает считать с нуля), полоса пропускания от 2995 к 3005 кГц включительно, метод расчета КИХ фильтра – равно-

пульсирующая АЧХ (Equiripple) и фактор плотности – 20 (Density Factor).

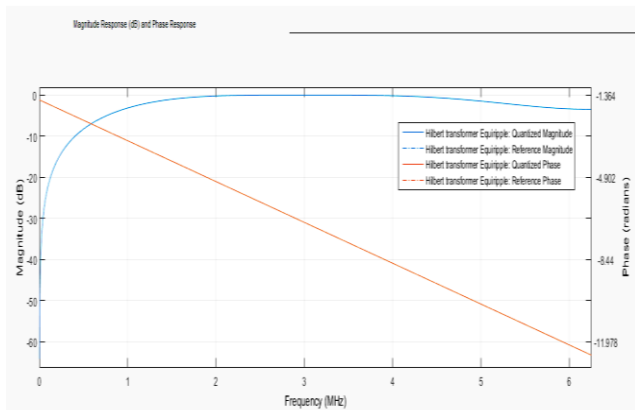


Рис. 3 – АЧХ та ФЧХ КИХ ФГ

Полученные в результате расчета АЧХ и ФЧХ фильтра Гильберта (рис.3) охватывает значительно больший диапазон частот, чем необходимо (до 20 кГц), что соответствует входным условиям (до 5 кГц)

### Симуляция синхронного детектора Simulink

Имитационное моделирование базовых алгоритмов в виде блочных структур проводилось в приложении Simulink. На вход синхронного детектора поступает АМ-сигнала с коэффициентом модуляции равным 60%.

Проектируемый синхронный демодулятор АМ-сигналов (рис. 4) с системой ФАПЧ первого порядка будет содержать следующие блоки, такие как: фильтр Гильберта (рис.5), блока (CosSinGen) - управляемый цифровым способом синус-косинусный генератор (рис. 6), цепь обратной связи и ФНЧ.

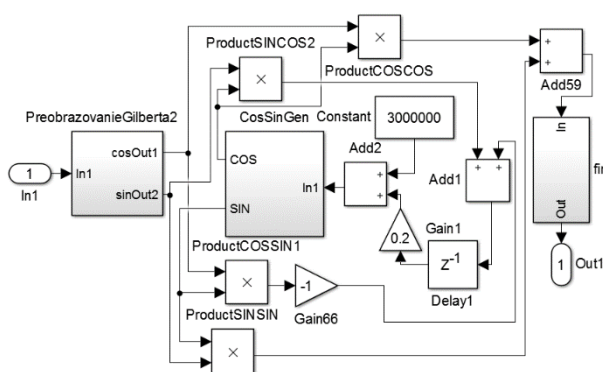


Рис. 4 – Блок-схема синхронного АД

Для генератора, управляемого цифровым способом (рис. 6) выбрана модель генератора с прямым синтезом на основе фазового аккумулятора [10-12]. Таблица одного периода функции синуса содержит в нашем случае 2048 ( $2^{11}$ ) значений. Учитывая то, что фазовый аккумулятор имеет разрядность 32 бита, арифметический сдвиг урезает разрядность числа фазового аккумулятора до необходимого диапазона ад-

ресов таблицы синусов. Блок MATLABFunction1 в зависимости от входного целого числа в диапазоне от 0 до 2047, на основе таблицы значений отсчетов функции синуса, выдаёт на выходе значения функции синуса и косинуса.

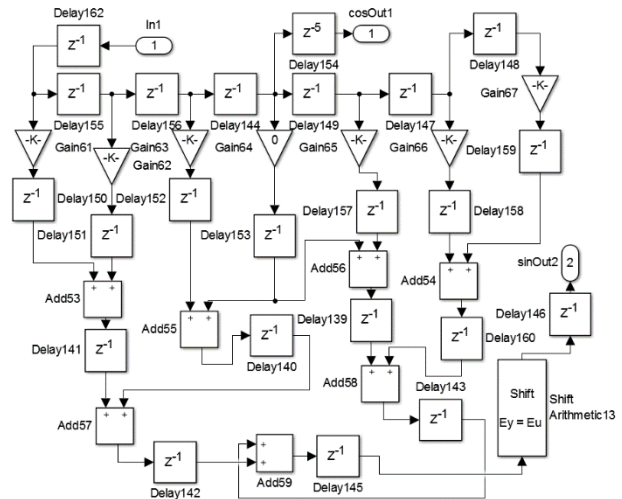


Рис. 5 – Схема ФГ в Simulink

Частота выходного сигнала данного генератора определяется следующим выражением [10]:

$$f_{out} = (Phase * CLK) / 2^b,$$

где  $f_{out}$  – выходная частота,  $Phase$  – число задающее фазу,  $CLK$  – частота тактирования,  $b$  – разрядность фазового аккумулятора.

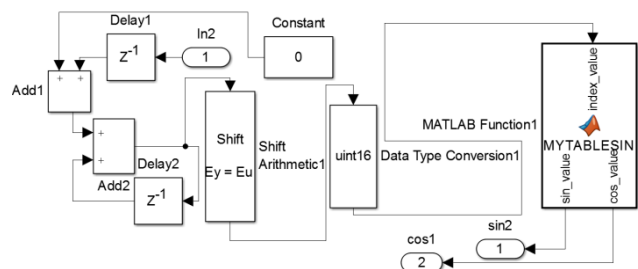


Рис. 6 – Схема ГУН в Simulink

Изменяя слово фазы ( $Phase$ ) можно перемещаться по значениям таблицы синусов с варьируя шаг перестройки. Разрядность фазового аккумулятора больше диапазона таблицы синусов, что обеспечивает запас по частоте разрешения управляемого генератора.

В данном случае качество демодулирования в случае синхронного детектора в значительной мере будет зависеть от точной синхронизации системы ФАПЧ. Представление сигнала на выходе синхронного детектора во временной области и в частотной (спектральной) области (рис. 9-10), показали малый уровень нелинейных искажений, что говорит о корректности построенных моделей.

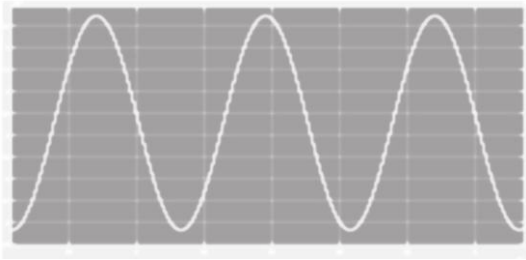


Рис. 7 – Выходной сигнал синхронного АД

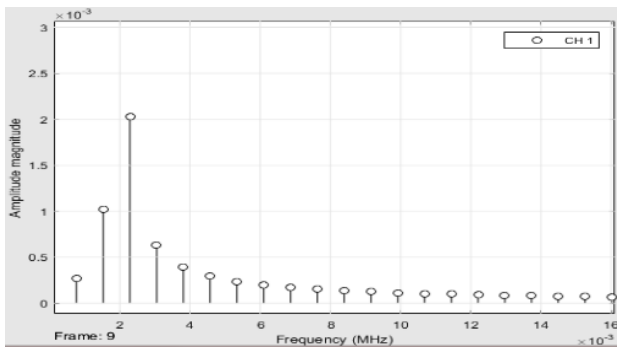


Рис. 8 – Спектр выходной сигнала синхронного АД

Таким образом, полученные результаты имитационного моделирования в Simulink свидетельствуют о корректной работе реализованных узлов ЦОС в данной среде моделирования.

### Практическая реализация синхронного детектора

Процесс практической реализации АМ демодулятора на основе ПЛИС серии Spartan 6 осуществлялся с применением системы проектирования Xilinx ISE Design Suite 14.7. Эта платформа включает в себя среду для симуляции, транслятор с языка Verilog и симулятор (ISim). Симуляция и тестирование имеет несколько уровней в зависимости от стадии, на которой проводится моделирование: после создания начальных описаний проекта (режим Behavioral) после выполнения этапов синтеза (режим Post-Translate) после выполнения стадии отображения описания проекта на физические ресурсы кристалла (режим Post-Map); после завершения процедур размещения и трассировки (режим Post-Place & Route).

ISIM используется для проверки и просмотра реакции логической схемы на различные входные сигналы. GTKWave обеспечивает просмотр результатов симуляции (результатов, рассчитанных ISIM) и позволяет просмотреть данные в виде графиков сигналов. Для качественного анализа симуляции полученных результатов воспользуемся приложением GTKWave (рис.10), позволяющее получить наглядный и интуитивно понятный результат симуляции.

После выполнения процесса симуляции, рассмотрим синтезированную схему проекта демодулятора на регистровом уровне (RTL) с подключением входного и выходного интерфейса (рис. 11).

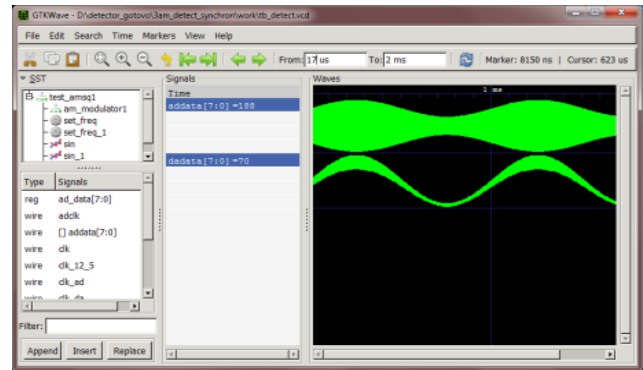


Рис. 9 – Результаты симуляции в GTKWave

Разработчику графическое представление RTL реализации позволяет оценить количество используемых ресурсов кристалла ПЛИС и оптимизировать при необходимости реализованную схему.

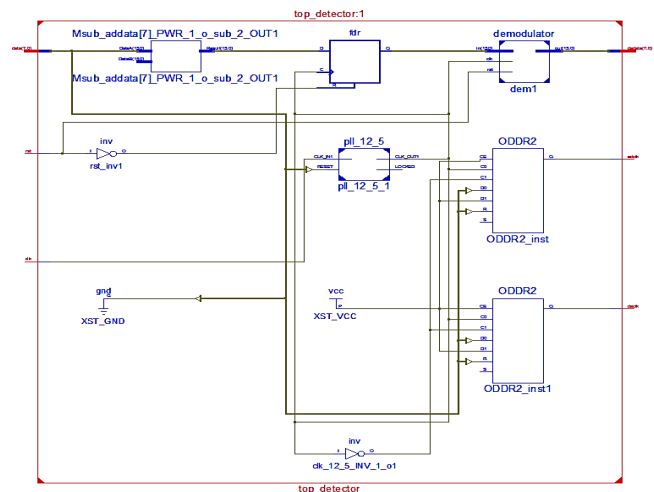


Рис.10 –Схема синхронного детектора на RTL уровне



Рис.11– Оборудование, используемое для натурных измерений

Результаты всех натурных измерений (рис. 11) занесены в таблицу 1. Также в данной таблице представлены результаты для двух других типов детекторов, которые в рамках данной работы представлены только для сравнения.

Таблица 1 – Результаты измерений

Вид детектора	Номер гармоники		
	1	2	3
С вычислением квадратного корня	0 дБм	-15 дБм	-50 дБм
Двухполупериодный	7 дБм	-32 дБм	-45 дБм
Синхронный	-2 дБм	-45 дБм	-55 дБм

### Обсуждение результатов

В ходе качественной оценки разработанного АМ демодулятора было выполнено измерение коэффициента нелинейных искажений промодулированного сигнала (табл.1). Измерения проводилось на цифровой приставке PS Scope 500 с функцией анализатора спектра. Значение коэффициента модуляции было выбрано равным 60 %, что является оптимальным с точки зрения энергетической эффективности данного вида модуляции.

Результаты измерений (табл. 1) коэффициента нелинейных искажений были проведены для трех видов АМ демодуляторов: с вычислением квадратного корня, двухполупериодного и синхронного. Согласно полученным данным об спектре для трех демодуляторов можно сделать следующие выводы:

-худшим демодулятором является демодулятор с вычислением корня, поскольку на аппаратном уровне была использована простая формула аппроксимации квадратного корня, что и приводит к неточности в математических расчетах и искажает, таким образом демодулированный сигнал;

- демодулятор на двухполупериодном выпрямителе позволил получить хорошие результаты демодуляции, поскольку он использует энергию обоих полупериодов, что позволило получить наибольший уровень первой (информационной) гармоники среди рассмотренных схем демодуляторов;

- синхронный демодулятор (табл. 1) является наилучшим вариантом, поскольку подавляет лучше остальных как вторую, так и третью гармоники.

### Выводы

Полученные результаты эксперимента и моделирования подтвердили практическую применимость предложенного варианта реализации основных узлов ЦОС для использования их в биомедицинских электронных устройствах.

Как показывают и имитационное моделирование, и экспериментальные измерения наилучшим вариантом АМ модулятора оказался синхронный демодулятор.

### Список литературы / References

1. **E. Ozpolat, B. Karakaya, T. Kaya and A. Gulten**, "FPGA-based digital Filter Design for Biomedical Signal," 2016 XII International Conference on Perspective Technologies and Methods in MEMS Design (MEMSTECH), Lviv, 2016, pp. 70-73. doi:10.1109/MEMSTECH.2016.7507523.
2. **Zarifi, M.H., J. Frounchi, S. Asgarifar and M. Baradaran Nia**, "FPGA implementation of a fully digital demodulation technique for biomedical application," 2008 Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering, Niagara Falls, ON, 2008, pp. 001265-001268. doi: 10.1109/CCECE.2008.4564742
3. **N. Pallavi, P. Anjaneyulu, P. B. Reddy, V. Mahendra and R. Karthik** "Design and implementation of linear frequency modulated waveform using DDS and FPGA," 2017 International conference of Electronics, Communication and Aerospace Technology (ICECA), Coimbatore, 2017, pp. 237-241. doi: 10.1109/ICECA.2017.8212806
4. **Xiaoyan Jiang and Yujun Bao** "FIR filter design based on FPGA," 2010 International Conference on Computer Application and System Modeling (ICCSM 2010), Taiyuan, 2010, pp. V13-621-V13-624. doi: 10.1109/ICCSM.2010.5622482.
5. **S. Khan and Z. A. Jaffery**, "Low power FIR filter implementation on FPGA using parallel Distributed Arithmetic," 2015 Annual IEEE India Conference (INDICON), New Delhi, 2015, pp. 1-5. doi: 10.1109/INDICON.2015.7443314
6. **S. Rengaprakash et al.**, "FPGA implementation of fast running FIR filters," 2017 International Conference on Wireless Communications, Signal Processing and Networking (WiSPNET), Chennai, 2017, pp. 1282-1286. doi: 10.1109/WiSPNET.2017.8299970
7. **A. A. Prince, P. K. Verma, C. Jayakumar and D. Raju**, "Efficient architecture for real time implementation of Hilbert Transform in FPGA," 2015 IEEE International Conference on Electrical, Computer and Communication Technologies (ICECCT), Coimbatore, 2015, pp. 1-5. doi: 10.1109/ICECCT.2015.7226158
8. **M. Kumm and M. S. Sanjari**, "Digital hilbert transformers for FPGA-based phase-locked loops," 2008 International Conference on Field Programmable Logic and Applications, Heidelberg, 2008, pp. 251-256. doi: 10.1109/FPL.2008.4629940.
9. **M. Aggarwal, R. Barsainya and T. K. Rawat**, "FPGA implementation of Hilbert transformer based on lattice wave digital filters," 2015 4th International Conference on Reliability, Infocom Technologies and Optimization (ICRITO) (Trends and Future Directions), Noida, 2015, pp. 1-5. doi: 10.1109/ICRITO.2015.7359331
10. **X. Wang and Q. Mei**, "High-Precision Design of DDS Based on FPGA," 2012 Third Global Congress on Intelligent Systems, Wuhan, 2012, pp. 386-389. doi: 10.1109/GCIS.2012.20
11. **H. Yang, S. Ryu, H. Lee, S. Lee, S. Yong and J. Kim**, "Implementation of DDS chirp signal generator on FPGA," 2014 International Conference on Information and Communication Technology Convergence (ICTC), Busan, 2014, pp. 956-959. doi: 10.1109/ICTC.2014.6983343.
12. **C. Shan, Z. Chen, H. Yuan and W. Hu**, "Design and implementation of a FPGA-based direct digital synthesizer," 2011 International Conference on Electrical and Control Engineering, Yichang, 2011, pp. 614-617. doi: 10.1109/ICECENG.2011.6057152

## Сведения об авторе (About authors)

**Сотник А. А.** – студент, Днепропетровский государственный технический университет, студент группы ТКР-17-1ду; г. Каменское, Украина; e-mail: IvLV@mail.ua.

**O. A. Sotnik** – student, Dniprovskii state technical university, student of academic group TKR, Kamyanske, Ukraine; e-mail: IvLV@mail.ua.

*Пожалуйста, ссылайтесь на эту статью следующим образом:*

**Сотник, А. А.** Реализация алгоритмов цифровой обработки сигналов в биомедицинских электронных устройствах в базе ПЛИС фирмы XILINX/ **А. А. Сотник** // *Вестник НТУ «ХПИ»*, Серия: *Электрические машины и электромеханическое преобразование энергии*. – Харьков: НТУ «ХПИ». – 2019. – № 20 (1345). – С. 146-151. – doi:10.20998/2409-9295.2019.20.21.

*Please cite this article as:*

**Sotnik, O.** Implementation of digital signal processing algorithms in biomedical electronics devices on the XILINX FPGA/ **O. A. Sotnik** // *Bulletin of NTU "KhPI". Series: Electric machines and electromechanical energy conversion*. – Kharkiv: NTU "KhPI", 2019, **20** (1345), 146-151, doi:10.20998/2409-9295.2019.20.21.

*Будь ласка, посилайтесь на цю статтю наступним чином:*

**Сотник, О. А.** Реалізація алгоритмів цифрової обробки сигналів в біомедичних електронних пристроях в базі ПЛІС фірми XILINX / **О. А. Сотник** // *Вісник НТУ «ХПІ»*, Серія: *"Електричні машини та електромеханічне перетворення енергії"*. – Харків: НТУ «ХПІ». – 2019. – № 20 (1345). – С. 146-151. – doi:10.20998/2409-9295.2019.20.21.

**АНОТАЦІЯ.** В сучасних інженерних задачах процес створення повністю цифрових біомедичних діагностичних пристроїв передбачає глибокі знання розробника як в цифровій електроніці, так і в цифровій обробці біомедичних сигналів. Метою даної роботи є розробка інженерного підходу апаратної (жорсткої логіки) реалізації базових алгоритмів цифрової обробки сигналів (ЦОС), що використовуються в біомедичних електронних пристроях на основі програмованих логічних інтегральних схем. Процес апаратної реалізації базових алгоритмів цифрової обробки сигналів в даній роботі можна розділити на три основні етапи. На першому етапі проводиться обчислення амплітудних значень відліків дискретних імпульсних характеристик фільтра нижніх частот і фільтра Гільберта в додатку FDATATool середовища Matlab. На наступному етапі в додатку Simulink виконується імітаційне моделювання (симуляція) на основі результатів першого етапу, і на етапі апаратної реалізації на програмованій логічній інтегральній схемі Xilinx серії Spartan 6 проводиться як симуляція кіл ЦОС в системі проектування Xilinx ISE, так і безпосередньо експериментальні вимірювання. Як приклад натурної реалізації базових алгоритмів ЦОС в біомедичних пристроях був обраний демодулятор амплітудно-модульованих коливань. Експериментальним шляхом було проведено вимірювання коефіцієнта нелінійних спотворень продетектованого (інформаційного) сигналу для трьох варіантів АМ демодуляторів: двопівперіодний, із застосуванням функції квадратного кореня та синхронного з фазовим автотіпдоування частоти. В ході експериментального дослідження було обрано оптимальний з точки зору енергетичної ефективності коефіцієнт модуляції, що дорівнює 60%. Як показують і результати імітаційного моделювання та експериментального дослідження найкращим варіантом виявився синхронний демодулятор. Отримані результати експерименту і моделювання підтвердили коректність застосування запропонованого варіанту реалізації алгоритмів ЦОС для використання їх в біомедичних електронних пристроях.

**Ключові слова:** цифровий фільтр; перетворювач Гільберта; прямий цифровий синтез; демодулятор; амплітудна демодуляція; цифрова обробка сигналів

*Надійшла (received) 16.07.2019*